

체간 굴곡근과 신전근의 수축 형태에 따른 등속성 근력평가

대구대학교 재활과학대학 물리치료학과
김 양 회 · 김 진 상

The Isokinetic Strength Evaluation of Trunk Flexors and Extensors by Contraction Type

Kim, Yang-Hee, M.S., P.T., Kim, Jin-Sang, Ph.D., DVM
Dept. of Physical Therapy College of Rehabilitation Science, Taegu University

〈Abstract〉

The role of eccentric muscle activities in functional everyday activities and sport is important and equally significant to concentric conditions. Eccentric and concentric exercise and evaluation are, therefore, very important. The purposes of this study were to measure eccentric and concentric peak torque, percentage of peak torque, average power and percentage of average power of trunk flexors and extensors by using the Cybex NORM isokinetic dynamometer, and to standardize the value obtained.

Thirty four young volunteers were tested, 17 females and 17 males, who had no history of back pain or abnormality. Each subjects were tested on three repetitions for isokinetic concentric and eccentric contraction at 5 velocities.

The results were as follows;

- 1) Peak torque percent body weight of eccentric contraction were significantly greater than concentric contraction at each angular velocity and in trunk flexors and extensors($p < 0.01$).
- 2) Peak torque percent body weight of concentric contraction were significantly decreased as the angular velocity increased both male and female($p < 0.01$).
- 3) Peak torque percent body weight of eccentric contraction were not significantly changed as the angular velocity increased both male and female($p > 0.05$).
- 4) Peak torque percent body weight of male were significantly greater than female at each angular velocity and in concentric and eccentric contraction of trunk flexors and extensors($p < 0.01$).

I. 서론

체간 굴곡근과 신전근은 그 자체의 운동뿐만 아니라 대부분의 일상생활 동작에서 체간의 안정성을 유지하는데 매우 중요하며(Beimborn, 1988; Davis & Gould, 1982), 근력의 불균형은 요통 환자의 중요한 증상 중의 하나이므로 체간 근력의 평가는 정형외과와 재활의학 분야에서 중요하게 다루어져 왔는데(Sapega, 1990; Newton & Waddell, 1993), Alston 등(1966)이 Tensinometer를 고안하여 처음으로 체간 굴곡근과 신전근의 등척성 근력을 측정하여 많은 연구가 이루어졌다.

근력의 평가는 등척성(Alston 등, 1966; Biering-Sorensen, 1984), 등장성(Knapik 등, 1983) 및 등속성 운동(Mayer 등, 1985; Medsen, 1996)을 통하여, Ergometer, Tensinometer, Integrated EMG, Isokinetic dynamometer 등 여러 기구를 이용하여 측정하여 왔다. 그 중 등속성 운동이 가장 객관적이고 정확하게 평가할 수 있다는 사실이 Hislop과 Perrine(1967)에 의하여 소개되고, Thistle(1967) 등에 의해 증명되었다. 이후, 1970년대에 Cybex 등속성 체간 신전-굴곡 검력계와 같은 동적 등속성 검사 체계가 이용되기 시작하였고, 1980년대에는 체간근 수행력 평가의 주를 이루었으며(Sapega, 1990), 현재 다양한 형태의 등속성 검력계가 시상 면에서의 움직임과 관상면에서의 움직임에서 체간 근력을 연구하는데 이용되고 있다(Tom 등, 1985).

근력은 많은 인체계측적 특징, 즉 연령, 신장, 체중 및 근육의 단면적 등과 성별, 각속도, 중력의 영향, 관절각도, 측정 자세, 회전축의 위치 및 근수축 종류 등에 의하여 영향을 받는다(Williams & Stutzman, 1959; Mofroid 등, 1969; Watson & O'Donovan, 1977; Murray 등, 1980; Minkoff, 1982; Stafford & Grana, 1984; Newton & Waddell, 1993; Estlander 등, 1994).

근력 측정에 이용되는 근 수축에는 등척성, 구심성, 원심성의 세 가지 다른 형태가 있다(Komi & Buskirk, 1972; Smith 등, 1980; Beimborn & Morrissey, 1988). 등척성 수축은 근의 길이 변화없이 근력을 발휘할 수 있으며, 구심성 수축은 일정한 근력을 발휘하면서 근을 단축시키는 형태이나, 원심성 수축은 근의 외적 힘이 내적 힘보다 더 클 때 근이 힘을 발휘하더라도 길이가 늘어나는 수축이다.

복합된 등척성, 구심성 및 원심성 등속 기구의 이용이

증가함에 따라 물리치료를 포함한 의료인들은 관절 손상 환자의 평가와 재활에서 이러한 검사 항목을 섞어 선택적으로 사용하기 시작하여 지금까지는 등척성 수축과 구심성 등속성수축을 중심으로 널리 연구되어져 왔다(Shirado 등, 1992).

운동 속도를 미리 정하여 실시하는 등속성 운동은 근육의 힘이 강하거나 또는 다른 원인으로 인하여 운동 속도가 미리 정한 기체의 속도보다 빠르게 되면 그만큼 근육이 저항을 받게 되는데, 이 저항이 근육에서 발생하는 힘을 나타내며 기체에 입력되어 우력으로 표시된다. 따라서 등척성 운동 또는 등장성 운동과는 달리 등속성 운동은 전 관절가동범위에서 최대의 수축을 발휘할 수 있게 된다(Hislop, 1967).

등속성 운동은 우력을 통하여 근력을 객관적이고 정확하게 기록할 수 있을 뿐만 아니라 관절운동 중 관절의 각 위치에서의 근력을 알 수 있는 동시에 동일 관절의 길항근 및 좌우의 동일 관절의 근력을 비교할 수 있으며 체중과의 관계를 알 수 있어 매우 중요한 근력 평가 방법이며 근력이 증가함에 따라 운동 속도를 빠르게 조정하여 점차 강도 높은 운동과 훈련을 할 수 있으므로 근력 강화의 방법으로도 널리 이용되고 있다(Gilliam 등, 1979; 김진호, 김상범, 1987).

한편, 많은 정상 일상생활과 스포츠적 운동 요소들은 구심성 수축뿐만 아니라 원심성 수축을 포함하고 있다. 다시 말해, 중력장 안에서의 인체의 거의 모든 운동은 근육의 구심성 수축으로 인한 가속 현상과 원심성 수축에 의한 감속 현상이 적절히 일어나도록 되어 있다(Barrata, 1992). 이러한 일의 형태들은 기능적 활동의 큰 요소를 구성하며 치료 체제로 통합되어 왔다. 원심성 운동은 구심성 운동에 비해 근력 강화 효과가 크면서도 산소 소모량이 적어 운동 능력이 제한된 환자의 물리 치료에 유리하다(Dean, 1988). 원심성 운동은 에너지 효율적인 면이나, 근력 강화면이나, 스포츠의 현실적인 면에서 최근 들어 그 중요성이 강조되고 있으므로 이에 대한 연구와 실제적인 응용이 절실히 요구된다.

최근 검력계(Dynamometer)의 발달로 구심성 뿐만 아니라 원심성 수축시 근의 등속성 평가가 가능하게 되었는데 Shirado 등(1992)은 정상인과 요통 환자의 체간 근력을 구심성 및 원심성 등속 평가하여 비교 발표하였으며, Wessel(1992) 등은 서로 다른 각속도에서 체간 굴곡근의 우력을 구심성 및 원심성 등속평가 하였고, Shirado 등(1995)은 체간 등속성 평가시 검사 자세가 체간근력에 미

치는 영향과 정상인과 요통 환자의 구심성 및 원심성 근력의 차이를 비교하였으며, Zeevi 등(1997)은 체간 신전근의 구심성 수축과 원심성 수축을 비교하였다. 국내에서는 이상현과 김세주(1994)가 만성 요통환자의 요추부 굴곡근과 신전근을 등속성 평가하였고, 김유창 등(1996)은 정상 성인의 요추부를 구심성 등속 평가하였으며, 김상규 등(1997)은 원심성 등속운동과 구심성 등속운동의 특성을 보고한 바 외에 많은 등속성 연구들이 진행되었지만 체간근에 대한 원심성 등속운동에 대한 보고는 매우 미흡한 실정이다.

이에 본 연구자는 등속성 기구를 이용하여 체간 굴곡근과 신전근의 구심성 및 원심성 등속 평가를 통해 체간의 기능적인 근력 평가의 기준을 마련하는데 도움이 되고자 본 연구를 시행하였다.

II. 연구 대상 및 방법

1. 연구 대상

대상은 대구대학교 물리치료학과 학생중 실험을 이해하고 자명한 건강한 남·여 각각 17명을 대상으로 하였

Table 1. Characteristics of Subjects.

Gender	No	Age	Height	Weight
		(years)	(cm)	(kg)
Male	17	23.35±2.71	173.52±6.02	67.41±9.27
Female	17	20.47±2.15	160.29±5.45	53.58±4.04

mean±S.D

다. 모든 대상자는 과거 1년간 요추추부 병변이나 외상의 과거력이 없고, 동통이나 신경학적 검사상 이상 소견이 없었으며 근력 강화 훈련을 받거나 등속성 기구에 의해 평가되어진 적이 없었다.

대상자들의 연령은 18세부터 28세까지 분포를 보였으며, 평균 나이는 남녀 각각 23.3세, 20.4세였고, 신장은 173.5cm, 160.2cm, 체중은 67.4kg, 53.5kg이었다(Table 1).

2. 실험 방법

1) 실험 도구

평가 기기는 Cybex NORM test and rehabilitation (Cybex International, Inc., 1995)을 사용하였다(Fig. 1).

Fig. 1. Subject in Cybex NORM trunk extension-flexion unit.

2) 실험 절차

연구자는 대상자들의 체간에 구심성 및 원심성으로 굴곡과 신전을 실시하였다. 검사전 Cybex 동속성 운동기에 체간 굴곡-신전 운동기를 연결시킨 후 검사 대상자를 발판 위에 세웠다. 장골능의 연장선이 척추와 만나는 부위를 제 4요추와 제 5요추 사이로 판정하고 이를 기준으로 대상자의 제 5요추에서 제 1천추 사이와 중앙 액와선이 만나는 점이 기구의 회전축과 일치하도록 발판 높이와 천골 패드를 각각 조절하였다. 양하지는 슬와부 패드의 높이를 조정 한 후 대퇴 패드와 경골 패드로 안전하게 고정시키고, 골반대의 안정을 위해 골반 패드를 전상장골극(anterior superior iliac spine) 아래를 지나게 하였다. 또한 견갑골 패드를 견갑골 중앙에 위치하고 흉부 패드의 양끝 연결 고리와 연결시켜 상체를 완전히 고정시킨 후, 양손으로 흉부 패드의 앞에 있는 손잡이를 잡도록 하였다.

똑바로 선 자세를 제로(0°)로 하고 이 상태에서 체간을 80°까지 굴곡시키고 15°까지 신전시킨 범위를 운동 범위로 정하였다. 신전된 자세에서 시작하여 정해진 운동 범위 내에서 굴곡한 후 다시 신전하여 처음 자세로 돌아온 것을 1회로 하였다.

대상자가 충분히 이해할 수 있도록 설명하고 연습을 실시한 후 검사는 다섯 가지의 각속도 즉 30°/sec, 60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 150°/sec에서 구심성 수축을 각각 3회 연습한 뒤 3회씩 실시한 것을 기록하고 분석하였다. 각속도마다 매회 30초 이상 휴식을 취하였고 대상자가 최대의 힘을 발휘할 수 있도록 가능한 빨리 그리고 힘껏 움직이라는 구두 지시를 받았다.

최소한 일주일의 경과한 후 원심성 수축을 같은 방법으로 실시하였으며 대상자는 정해진 각속도로 움직이는 근력계에 대해 최대한 저항하도록 버티라는 지시를 받았다.

3. 자료 분석

검사 항목은 체간의 굴곡근 및 신전근의 구심성 동속 운동 및 원심성 동속운동의 각각에서 Cybex NORM Isokinetic Dynamometer에 내재되어 있는 컴퓨터에서 얻은 최대 우력, 최대우력의 체중비, 최대우력발생시의 우력각, 평균 일률, 평균 일률의 체중비를 구하였다. 이렇게 얻은 결과물 SPSS 7.50 for Windows로 통계처리하였으며 구심성과 원심성 동속 운동 간의 차이, 성별 차이 등을 알기 위해 각각의 값을 분산분석법으로 비교하였으

며, 각속도와 우력의 상호관계를 알기 위하여 Pearson의 상관관계를 실시하였다.

4. 연구의 제한점

실제 일상생활에서 이용되는 활동들은 반드시 동속으로 진행되지는 않으므로 정해진 속도에서 측정 한 값과는 차이가 있을 것이다. 또한, 선 자세에서 체간 근력을 측정 하였으므로 순수한 체간굴곡근과 신전근의 수행력과는 차이가 있을 것이다.

원심성 수축시 동반되는 지연성 운동후 근육통에 대한 조사가 이루어지지 않아서 안정성에 대한 논란의 여지가 있다.

III. 결 과

1. 체간 굴곡근의 동속성 근력 검사 결과

각각 3회의 구심성 및 원심성 굴곡 운동을 실시한 후 얻은 동속운동에 대한 각 요소별, 운동각속도별, 구심성 동속운동과 원심성 동속운동의 평균값을 구하였다. 근력계의 운동 방향과 일치하는 구심성 동속운동의 분석 요소는 양수로 나타났고, 근력계에 반대로 힘을 주는 원심성 동속운동의 경우는 최대우력시 관측 각도를 제외하고 모두 음수로 나타났으나 절대값으로 비교하였다. 또한 구심성 운동 요소와 원심성 운동 요소 사이의 모든 변수에 일원적 분산 분석, pearson 상관 계수를 실시한 바 통계학적으로 유의한 차이를 보여주었다($p < 0.01$).

1) 최대 우력과 최대 우력의 체중비

최대우력치는 구심성 수축의 경우 30°/sec, 60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 150°/sec의 각속도에서 남자는 각기 213.64±22.93Nm, 200.88±22.59Nm, 193.11±23.23Nm, 184.76±20.05Nm, 173.58±15.28Nm이었으며, 여자는 각기 135.00±16.37Nm, 127.52±15.16Nm, 120.64±15.98Nm, 110.35±17.06Nm, 91.64±20.14Nm로 남녀 모두에서 각속도가 증가할수록 유의하게 감소하였다($p < 0.01$). 원심성 수축의 경우는 음수로써 나타나며 절대값이 30°/sec, 60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 150°/sec의 각속도에서 남자는 각기 285.58±39.74Nm, 256.11±80.54Nm, 276.76±35.22Nm, 274.35±42.85Nm, 279.70±36.82Nm이었으며, 여자는 각기 173.76±24.23Nm, 172.35±24.55Nm, 172.64±24.75Nm, 174.05±24.35Nm,

Table 2. Peak Torque and Peak Torque percent body weight of Trunk Flexors.

AV	Concentric *		Eccentric		
	Male ⁺	Female	Male ⁺	Female	
4PT	30	213.64±22.93	135.00±16.37	285.58±39.74	173.76±24.23
	60	200.88±22.59	127.52±15.16	256.11±80.54	172.35±24.55
	90	193.11±23.23	120.64±15.98	276.76±35.22	172.64±24.75
	120	184.76±20.05	110.35±17.06	274.35±42.85	174.05±24.35
	150	173.58±15.28	91.64±20.14	279.70±36.82	179.11±37.15
PT%	30	319.52±25.86	250.94±21.17	426.11±44.27	324.17±39.54
	60	300.47±25.18	235.94±19.75	417.82±38.11	321.29±38.48
	90	288.70±27.92	223.05±21.65	414.11±46.77	321.17±38.44
	120	275.52±25.65	204.94±24.60	409.64±58.18	324.35±37.84
	150	260.29±23.59	170.23±33.45	417.70±45.19	322.70±42.74

mean±S.D(PKTK : Nm, PKTK% : Nm/kg)

PT : Peak torque, PT% : Peak torque percent body weight

AV : Angular velocity

* : All values were significantly different between concentric and eccentric isokinetic testing(p<0.01)

+ : p<0.01, in comparison with the female group

179.11±37.15Nm로 구심성 수축의 경우보다 월등히 컸으나, 속도 증가에 대한 변화는 남·여 모두 저속도에서 감소하였다가 다시 증가하는 양상을 보였지만 유의한 차이는 없었다(p>0.05).

최대우력의 체중비는 구심성 수축의 경우 30°/sec, 60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 150°/sec의 각속도에서 남자는 각기 319.52±25.86Nm/kg, 300.47±25.18Nm/kg, 288.70±27.92Nm/kg, 275.52±25.65Nm/kg, 260.29±23.59Nm/kg이었으며, 여자는 각기 250.94±21.17Nm/kg, 235.94±19.75Nm/kg, 223.05±21.65Nm/kg, 204.94±24.60Nm/kg, 170.23±33.45Nm/kg로 남·여 모두에서 각속도가 증가할수록 유의하게 감소하는 양상을 보였다(p<0.01). 원심성 수축의 경우에는 오히려 나타나며 절대값이 30°/sec, 60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 150°/sec의 각속도에서 남자는 각기 426.11±44.27Nm/kg, 417.82±38.11Nm/kg, 414.11±46.77Nm/kg, 409.64±58.18Nm/kg, 417.70±45.19Nm/kg이었으며, 여자는 각기 324.17±39.54Nm/kg, 321.29±38.48Nm/kg, 321.17±38.44Nm/kg, 324.35±37.84Nm/kg, 322.70±42.74Nm/kg로 구심성 수축의 경우보다 월등히 컸으며, 남자는 고속도에서 증가하였으나 통계적 의미는 없었으며(p>0.05) 여자는 큰 변화가 없었다(Table 2).

2) 최대우력 발생시의 우력각

최대 우력이 발생하는 시점의 체간 각도는 구심성 수축의 경우 30°/sec, 60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 150°/sec

의 각속도에서 남자는 각기 57.41±8.73°, 57.23±6.76°, 51.76±11.95°, 43.29±13.44°, 37.00±10.21°이었으며, 여자는 각기 60.23±5.87°, 56.94±4.86°, 50.58±5.46°, 45.35±6.62°, 41.52±7.86°로 남·여 모두에서 각속도가 증가할수록 감소하여 관절의 굴곡이 덜 진행되었을 때 최대우력에 도달하였음을 보여주었다. 원심성 수축의 경우 30°/sec, 60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 150°/sec의 각속도에서 남자는 각기 61.58±5.16°, 57.58±3.64°, 56.35±5.44°, 53.64±2.99°, 47.94±4.86°이었으며, 여자는 각기 59.58±4.18°, 57.17±5.30°, 56.76±4.72°, 54.29±3.15°, 51.00±3.65°로 남·여 모두에서 각속도가 증가할수록 감소하여 관절의 신전이 더 진행되었을 때 최대우력에 도달하였음을 나타내었다(Table 3).

3) 평균 일률, 평균 일률의 체중비

평균 일률은 단위 시간에 근육이 할 수 있었던 능력으로 단순한 근력 외에 기능적인 측면을 대변하는데, 구심성 수축의 경우 30°/sec, 60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 150°/sec의 각속도에서 남자는 각기 84.64±13.20Watts, 153.35±26.18Watts, 219.23±31.39Watts, 273.23±46.47Watts, 306.00±54.43Watts이었으며, 여자는 각기 46.58±7.47Watts, 94.88±13.48Watts, 122.05±31.89Watts, 145.29±31.86Watts, 150.00±53.43Watts로 남·여 모두에서 각속도가 증가할수록 점진적으로 증가하는 양상을 보였다(p<0.01). 원심성 수축의 경우 오히려 나타나며 절대값이 30°/sec, 60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 150°/sec

Table 3. Peak Torque Angle of Trunk Flexors.

AV	Concentric *		Eccentric *		
	Male	Female	Male	Female	
Angle-PT	30	57.41± 8.73	60.23±5.87	61.58±5.16	59.58±4.18
	60	57.23± 6.76	56.94±4.86	57.58±3.64	57.17±5.30
	90	51.76±11.95	50.58±5.46	56.35±5.44	56.76±4.72
	120	43.29±13.44	45.35±6.62	53.64±2.99	54.29±3.15
	150	37.00±10.21	41.52±7.86	47.94±4.86	51.00±3.65

Angle-PT : angle at peak torque

Values are mean±S.D(°)

AV : Angular velocity

* : p<0.01

Table 4. Average Power and Average Power percent body weight of Trunk Flexors.

AV	Concentric *		Eccentric		
	Male ⁺	Female	Male ⁺	Female	
AP	30	84.64±13.20	46.58± 7.47	93.11±20.18	52.88±10.74
	60	153.35±26.18	94.88±13.48	183.23±29.04	99.11±23.37
	90	219.23±31.39	122.05±31.89	276.05±36.38	161.70±26.88
	120	273.23±46.47	145.29±31.86	352.23±67.84	217.82±31.23
	150	306.00±54.43	150.00±53.43	445.29±62.27	257.17±41.91
AP%	30	126.82±15.49	87.23±10.01	138.70±24.22	99.64±20.88
	60	228.88±31.65	177.29±20.63	274.35±37.77	185.82±42.15
	90	329.64±51.68	234.70±30.52	419.11±55.07	308.00±40.14
	120	408.88±58.07	270.58±51.67	537.29±87.55	404.70±42.66
	150	461.35±89.31	279.76±95.36	665.58±73.98	479.17±59.56

mean±S.D(AVGP : Watts, AVGP% : Watts/kg)

AP : Average power, AP% : average power percent body weight

AV : Angular velocity

* : All values were significantly different between concentric and eccentric isokinetic testing(p<0.01)

+ : p<0.01, in comparison with the female group

의 각속도에서 남자는 각기 93.11±20.18Nm, 183.23±29.04Watts, 276.05±36.38Watts, 352.23±67.84Watts, 445.29±62.27Watts이었으며, 여자는 각기 52.88±10.74Watts, 99.11±23.37Watts, 161.70±26.88Watts, 217.82±31.23Watts, 257.17±41.91Watts로 구심성 수축의 경우보다 컸고, 속도가 증가함에 따라 증가하는 양상을 보였다(p<0.01).

평균 일률의 체중비는 구심성 수축의 경우 30°/sec, 60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 150°/sec의 각속도에서 남자는 각기 126.82±15.49Watts/kg, 228.88±31.65Watts/kg, 329.64±51.68Watts/kg, 408.88±58.07Watts/kg, 461.35±89.31Watts/kg이며, 여자는 각기 87.23±10.01Watts/kg, 177.29±20.63Watts/kg, 234.70±30.52Watts/kg, 270.58±51.67Watts/kg, 279.76±95.

36Watts/kg로 남·녀 모두에서 각속도가 증가할수록 점진적으로 증가하는 양상을 보였다(p<0.01). 원심성 수축의 경우 음수로서 나타나며 절대값이 30°/sec, 60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 150°/sec의 각속도에서 남자는 각기 138.70±24.22Watts/kg, 274.35±37.77Watts/kg, 419.11±55.07Watts/kg, 537.29±87.55Watts/kg, 665.58±73.98Watts/kg이었으며, 여자는 각기 99.64±20.88Watts/kg, 185.82±42.15Watts/kg, 308.00±40.14Watts/kg, 404.70±42.66Watts/kg, 479.17±59.56Watts/kg로 구심성 수축의 경우보다 컸고, 남·녀 두 군 모두에서 각속도가 증가할수록 증가하는 양상을 보였다(p<0.01)(Table 4).

4) 각속도 변화에 따른 변화

구심성 수축과 원심성 수축의 관계를 종합적으로 보면

Table 5. Peak Torque and Peak Torque percent body weight of Trunk Flexors.

AV	Concentric *		Eccentric		
	Male*	Female	Male*	Female	
PT	30	254.17±47.04	143.29±25.69	371.11±64.50	205.70±40.36
	60	223.00±73.04	122.29±27.14	351.47±63.47	202.00±35.34
	90	208.64±52.19	104.70±24.18	341.88±54.70	195.94±28.92
	120	186.17±39.99	85.70±20.40	334.11±65.19	184.76±23.40
	150	160.76±39.66	60.17±25.40	328.47±67.07	188.35±33.53
PT%	30	380.82±69.44	267.82±51.79	551.47±62.93	384.17±73.89
	60	351.00±69.15	228.58±53.08	522.29±66.50	377.52±64.69
	90	313.17±79.05	195.41±46.13	517.52±91.30	365.41±55.56
	120	280.17±63.72	160.11±38.76	500.64±96.85	345.29±44.58
	150	246.11±67.60	111.82±46.21	491.11±97.73	341.17±49.80

mean±S.D(PKTK : Nm, PKTK% : Nm/kg)

PT : Peak torque, pt% : peak torque percent body weight

AV : Angular velocity

* : All values were significantly different between concentric and eccentric isokinetic testing(p<0.01)

+ : p<0.01, in comparison with the female group

구심성 등속운동의 경우 각속도의 증가시 남·여 모두 최대우력은 감소하고 평균 일률은 증가하는 것을 볼 수 있었다(p<0.01). 반면, 원심성 등속운동의 경우는 각속도의 증가시 남자의 최대우력은 저속도(60°/sec)에서 감소하다 다시 증가하는 양상을 보였고, 여자는 큰 변화를 보이지 않았지만(p>0.05) 평균 일률은 모두 증가하는 것을 볼 수 있었다(p<0.01). 최대우력에 도달하는 관절 각도는 각속도 증가시 모두 감소하는 양상을 보였는데 구심성 수축의 경우 점점 관절의 굴곡이 덜 진행되었을 때, 원심성 수축의 경우 점점 관절의 신전이 더 진행되었을 때 최대우력을 나타내었다(p<0.01).

2. 체간 신전근의 등속운동의 검사 결과

1) 최대 우력치와 최대 우력의 체중비

최대우력치는 구심성 수축의 경우 30°/sec, 60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 150°/sec의 각속도에서 남자는 각기 254.17±47.04Nm, 223.00±73.04Nm, 208.64±52.19Nm, 186.17±39.99Nm, 160.76±39.66Nm이었으며, 여자는 각기 143.29±25.69Nm, 122.29±27.14Nm, 104.70±24.18Nm, 85.70±20.40Nm, 60.17±25.40Nm로 남·여 모두에서 각속도가 증가할수록 유의하게 감소하는 양상을 보였다(p<0.01). 원심성 수축의 경우 오히려 나타나며 절대값이 30°/sec, 60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 150°/sec의 각속도에서 남자는 각기 371.11±64.50Nm, 351.47±63.47Nm, 341.88±54.70Nm, 334.11±65.19Nm, 328.47±67.07Nm이었으며, 여자는 각기 205.

70±40.36Nm, 202.00±35.34Nm, 195.94±28.92Nm, 184.76±23.40Nm, 188.35±33.53Nm로 구심성 수축의 경우보다 월등히 컸고, 남·여 모두에서 각속도가 증가할수록 감소하였으나 유의한 차이는 없었다(p>0.05).

최대우력의 체중비는 구심성 수축의 경우 30°/sec, 60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 150°/sec의 각속도에서 남자는 각기 380.82±69.44Nm/kg, 351.00±69.15Nm/kg, 313.17±79.05Nm/kg, 280.17±63.72Nm/kg, 246.11±67.60Nm/kg이었으며, 여자는 각기 267.82±51.79Nm/kg, 228.58±53.08Nm/kg, 195.41±46.13Nm/kg, 160.11±38.76Nm/kg, 111.82±46.21Nm/kg로 남·여 모두에서 각속도가 증가할수록 유의하게 감소하는 양상을 보였다(p<0.01). 원심성 수축의 경우 오히려 나타나며 절대값이 30°/sec, 60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 150°/sec의 각속도에서 남자는 각기 551.47±62.93Nm/kg, 522.29±66.50Nm/kg, 517.52±91.30Nm/kg, 500.64±96.85Nm/kg, 491.11±97.73Nm/kg이었으며, 여자는 각기 384.17±73.89Nm/kg, 377.52±64.69Nm/kg, 365.41±55.56Nm/kg, 345.29±44.58Nm/kg, 341.17±49.80Nm/kg로 구심성 수축의 경우보다 월등히 컸고, 속도가 증가할수록 남자는 저속도에서만 감소를 보였으나 유의한 차이는 없었으며 (p>0.05), 여자는 큰 변화를 보이지 않았다(Table 5).

2) 최대우력 발생시의 우력각

최대 우력이 발생하는 시점의 체간 각도는 구심성 수축의 경우 30°/sec, 60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 150°/

Table 6. Peak Torque Angle of Trunk Extensors.

AV	Concentric *		Eccentric *	
	Male	Female	Male	Female
30	55.52±15.53	54.88±14.30	41.05±26.02	47.11±29.88
60	58.52± 6.92	52.00± 8.48	36.52±23.68	46.52±26.52
90	51.76±10.62	52.82± 5.31	34.58±20.29	32.76±28.18
120	48.41± 4.59	45.35± 6.62	27.76±24.66	54.29± 3.15
150	41.11± 6.18	43.47± 4.73	20.52±18.67	19.58±23.30

mean±S.D(°), * : p<0.01

Angle-PT : Angle at peak torque, AV : Angular velocity

sec의 각속도에서 남자는 각기 55.52±15.53°, 58.52±6.92°, 51.76±10.62°, 48.41±4.59°, 41.11±6.18° 이었으며, 여자는 각기 54.88±14.30°, 52.00±8.48°, 52.82±5.31°, 45.35±6.62°, 43.47±4.73°로 남자는 증가하였다가 감소하며, 여자는 감소하는 양상을 보였다(p<0.01). 원심성 수축의 경우 30°/sec, 60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 150°/sec의 각속도에서 남자는 각기 41.05±26.02°, 36.52±23.68°, 34.58±20.29°, 27.76±24.66°, 20.52±18.67° 이었으며, 여자는 각기 47.11±29.88°, 46.52±26.52°, 32.76±28.18°, 54.29±3.15°, 19.58±23.30°로 남자는 감소를 보이며, 여자는 감소하다 증가하는 양상을 보였다(p<0.01)(Table 6).

3) 평균 일률, 평균 일률의 체중비

평균 일률은 구심성 수축의 경우 30°/sec, 60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 150°/sec의 각속도에서 남자는 각기 87.70±17.88Watts, 145.05±35.24Watts, 181.64±47.00Watts, 216.52±52.98Watts, 229.82±66.53Watts이었으며, 여자는 각기 42.58±9.48Watts, 71.05±17.31Watts, 89.76±25.65Watts, 94.70±31.07Watts, 79.88±39.08Watts로 각속도가 증가할수록 남자는 증가하지만 여자는 증가하다 고속도에서 감소를 보였다(p<0.01). 원심성 수축의 경우 음수로서 나타나며 절대값이 30°/sec, 60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 150°/sec의 각속도에서 남자는 각기 122.58±25.36Watts, 234.17±53.80Watts, 343.17±101.10Watts, 473.00±107.98Watts, 598.70±143.58Watts이었으며, 여자는 각기 59.47±10.14Watts, 125.00±38.13Watts, 193.94±48.53Watts, 250.23±56.24Watts, 312.41±64.67Watts로 구심성 수축의 경우보다 월등히 컸고, 속도 증가에 따른 변화는 남녀 모두 증가하였다(p<0.01).

평균 일률의 체중비는 구심성 수축의 경우 30°/sec,

60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 150°/sec의 각속도에서 남자는 각기 131.00±22.25Watts/kg, 218.41±43.67Watts/kg, 275.52±77.54Watts/kg, 325.70±79.55Watts/kg, 346.76±102.44Watts/kg이었으며, 여자는 각기 121.64±171.65Watts/kg, 133.29±32.92Watts/kg, 168.05±47.79Watts/kg, 177.64±56.76Watts/kg, 176.70±110.28Watts/kg로 남녀 모두에서 각속도가 증가할수록 증가하는 양상을 보였다(p<0.01). 원심성 수축의 경우 음수로서 나타나며 절대값이 30°/sec, 60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 150°/sec의 각속도에서 남자는 각기 182.52±28.66Watts/kg, 349.52±72.95Watts/kg, 513.64±155.36Watts/kg, 708.41±161.21Watts/kg, 899.05±225.47Watts/kg이었으며, 여자는 각기 112.05±20.40Watts/kg, 223.64±50.62Watts/kg, 364.52±93.94Watts/kg, 482.35±109.43Watts/kg, 588.17±137.32Watts/kg로 구심성 수축의 경우보다 월등히 컸고, 각속도가 증가할수록 증가하는 양상을 보였다(p<0.01)(Table 7).

4) 각속도 변화에 따른 변화

구심성 동속운동의 경우 각속도의 증가시 남·여 모두 최대우력은 감소하고 평균 일률에 있어 남자는 증가하지만 여자는 증가하다 고속도에서 감소하는 것을 볼 수 있었다(p<0.01). 반면, 원심성 동속운동의 경우는 각속도의 증가시 남자의 최대우력은 저속도에서 감소하다 다시 증가하며, 여자는 큰 변화를 보이지 않았으나(p>0.05), 평균 일률은 모두 증가하는 것을 볼 수 있었다(p<0.01). 최대우력에 도달하는 관절 각도는 각속도 증가시 구심성 수축의 경우 남자는 저속도에서 증가하다 다시 감소를 보이며, 여자는 감소하다 다시 증가를 보였다. 원심성 수축의 경우는 남자는 감소를 보이며, 여자는 감소하다 증가하는 양상을 보였다(p<0.01).

Table 7. Average Power and Average Power percent body weight of Trunk Extensors.

AV	Concentric *		Eccentric		
	Male ⁺	Female	Male ⁺	Female	
AP	30	87.70± 17.88	42.58± 9.48	122.58± 25.36	59.47± 10.14
	60	145.05± 35.24	71.05± 17.31	234.17± 53.80	25.00± 38.13
	90	181.64± 47.00	89.76± 25.65	343.17± 101.10	193.94± 48.53
	120	216.52± 52.98	94.70± 31.07	473.00± 107.9	250.23± 56.24
	150	229.82± 66.53	79.88± 39.08	598.70± 143.5	312.41± 64.67
AP%	30	131.00± 22.25	121.64± 171.6	182.52± 28.66	112.05± 20.40
	60	218.41± 43.67	133.29± 32.92	349.52± 72.95	223.64± 50.62
	90	275.52± 77.54	168.05± 47.79	513.64± 155.3	364.52± 93.94
	120	325.70± 79.55	177.64± 56.76	708.41± 161.2	482.35± 109.4
	150	346.76± 102.4	176.70± 110.2	899.05± 225.4	588.17± 137.3

mean±S.D(AVGP : Watts, AVGP% : Watts/kg)

AP : Average power, AP% : average power percent body weight

AV : Angular velocity

* : All values were significantly different between concentric and eccentric isokinetic testing(p<0.01)

+ : p<0.01, in comparison with the female group

IV. 고 찰

임상에서 근력을 표시하는데는 흔히 Manual muscle test, Ergometer, Tensinometer, Integrated EMG, Torque 등이 사용되는데 본 연구에 사용된 Cybex NORM 검력계를 이용한 등속성 근력 평가에서는 근력을 우력(Torque)으로 나타내고 있으며 Nm의 단위를 주로 사용하며, 우력 중에서 가장 수치가 큰 최대우력(Peak torque)을 대상 근육의 힘으로 삼고 있다. 우력은 관절 운동에서 보는 것과 같이, 축을 중심으로 회전운동이 일어날 때 어떤 물체를 움직일 수 있는 힘을 말하며, 단위로는 Foot-pound, Newton-meter, kg-meter 등이 사용되고 있다.

기능적 단위의 체간근의 검사를 위해 Cybex 등속성 체간 기구는 골반과 흉부 패드와 스트랩은 검사가 이루어지는 해부학적 분절을 분리시켜 주는데 체간 기구로 측정된 체간 신전근은 척추기립근, 대둔근과 슬괘근으로 구성되고, 체간 굴곡근은 복직근, 외복사근, 내복사근, 장요근으로 구성된다(Smith 등, 1985).

요통에 대한 좀더 많은 정보를 얻기 위해 체간근의 정량적 근력 평가를 실시하여 왔으나 실험절차나 장비가 달라 연구 결과도 다양하였다(Kellis & Baltzopoulos, 1995). 절차의 다양성에는 검사 각속도, 검사 범위 그리고 근 수축 형태 등이 포함된다.

여러 보고에 의하면 체간 근력 측정에 이용하는 각속도는 보고자에 따라 다양한데 Thorstenson과 Nilsson (1985)은 검사 속도를 30°/sec로 제한시켰고, Shirado 등

(1992, 1995)은 30°/sec, 60°/sec의 각속도를 이용하였으며, Mayer 등(1985)은 30°/sec, 60°/sec, 120°/sec의 각속도를 이용하여 체간 근력을 측정하였으며, Jerome 등(1991)은 30°/sec, 60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 150°/sec, 180°/sec의 각속도를 보고하였고, Newton 등(1993)은 60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 150°/sec를 이용하였는데 일반적으로 요추의 기능적 운동의 각속도는 30°/sec에서 150°/sec까지로 알려져 있다. Wessel 등(1992)이 체간 굴곡근의 등속성 검사시 30°/sec의 각속도에서만 신뢰성을 보이고 고속도에서는 신뢰도가 낮다고 보고한 바 있지만 본 연구에서는 30°/sec, 60°/sec, 90°/sec, 120°/sec, 150°/sec의 각속도를 이용하였는데 이렇게 다양한 각속도에서 근력 측정을 하는 것은 체간 근육의 다양한 스펙트럼에서의 활성을 가능하면 실제에 가깝게 반영하기 위한 것이었다.

체간근의 등속성 검사에 이용된 관절가동범위 또한 다양하다. Smith 등(1987)은 30-40°의 굴곡 범위와 15-20°의 신전 범위를 이용하였고, Newton 등(1993)과 김유창 등(1996)은 80°의 굴곡범위를 보고하였으며, Davies와 Gould(1982)는 90° 이상의 관절가동범위를 적용하였으나 아직까지 체간 근력 측정 및 체간 운동시 가장 효율적인 관절가동범위 제시가 되어 있지 않은 상태이다. 본 연구에서는 최대의 등속성 굴곡 및 신전 유도를 위하여 80°의 굴곡과 15°의 신전을 관절가동범위로 정하였는데, 이 범위 내에서도 피검자들은 비교적 쉽게 운동을 수행할 수 있었다.

회전축이 동축성 근력에 미치는 영향을 살펴보면 Grabiner 등(1990)은 회전축 중심을 후하장골극(posterior inferior iliac spine), 대전자(great trochanter) 및 전상장골극(anterior superior iliac spine)에 일치 시킨 후 비교한 결과 상전장골극이 가장 좋은 위치라고 하였으며, Peka 등(1994)은 체간 굴곡-신전 근력 측정시 회전축의 위치에 따른 우력을 비교하였는데, 회전축이 미부로 갈수록 우력이 굴곡과 신전 모두 증가하였다고 보고하였다. 본 연구에서는 Medsen(1996)과 김유창 등(1996)이 제시한 것과 같이 제 5요추와 제 1천추 사이를 기준으로 검사하였다.

모든 동축성 근력 측정 연구들은 남녀를 구별하고 있는데 Newton과 Waddell(1993)에 의하면 남녀의 근력 양상이 다르기 때문에 반드시 구별하여 검사하고 분석되어야 한다고 보고하였다. 또한, 남녀의 체중 차이로 인한 영향을 배제하기 위해 체중에 대한 최대우력으로 비교한 연구가 점차 광범위하게 이용되고 있다(Mayer 등, 1985; Pope 등, 1985; Pollock 등, 1989; Smidt 등, 1989; Gravies 등, 1990; Sapega 등, 1990).

본 연구에서 최대 우력 체중비를 비교한 결과 근력은 근섬유의 단면적에 비해하므로(Hettinger, 1961) 남자가 여자보다 근력이 큰 것은 근의 용적(volume)이 크기 때문으로 해석된다(Wilmore, 1974).

본 연구에서 구심성 동축 운동시 운동 속도가 빨라짐에 따라 남녀 모두 우력이 감소하는 것은 이전에 보고된 연구(Mayer 등, 1985; Shirado 등, 1992, 1995; 김유창 등, 1996; Medsen, 1996)와 일치하였다. Thorstenson 등(1976)은 저속도 운동시에는 적근섬유(slow-twitch fiber)와 백근섬유(fast-twitch fiber)가 모두 수축하지만, 고속도의 운동시는 주로 백근섬유가 수축에 관여함으로써 고속도일수록 우력이 감소한다고 보고하였다. Barnes(1980)은 주관절 굴곡근 검사시 속도가 증가함에 따라 운동단위 전기활동이 감소하여 우력이 감소한다고 보고하였으며, Knapic(1980) 등과 Joel(1988)은 근섬유의 액틴(actin)과 마이오신(myosin)이 연결교(cross-bridge)를 형성하기 위한 시간이 충분치 않은 데서 연유하는 결과라고 설명하고 있다.

관절 각도와 우력과의 관계는 근육의 횡단면적, 근육의 길이-장력관계 및 지렛대 장치의 기계적 특성 등에 의하여 결정되므로, 한 근육의 우력과 관절 각도와와의 관계를 아는 것은 임상적인 면과 인체공학면에서도 매우 유용하다(Knapic 등, 1983). 최대 우력을 나타내는 관절각

도를 살펴보면 이전의 연구와는 달리 구심성 및 원심성 수축 모두에서 굴곡근의 경우 관절 각도가 신전되는 방향으로 이동되었으며, 신전근의 경우는 굴곡되는 방향으로 이동되었는데 이것은 검사에 이용된 관절범위 및 지렛대의 길이가 다르기 때문이라 생각되며 이에 대한 연구가 더 이루어져야 할 것이다.

본 연구의 결과로 체간 신전근이 체간 굴곡근보다 강하다는 것은 수많은 다른 연구와 일치하였는데 이는 다른 절차, 장비, 근수축 종류와 상관없이 체간 신전근의 단면적이 더 크기 때문이라 생각되며, Brunmstrom(1972)은 근근의 생리학적 단면적과 장력을 산출하는 능력 사이에 밀접한 관계가 있다고 보고하였다.

또한, Smidt 등(1980)은 원심성 수축, 구심성 수축 및 등척성 수축의 근력을 비교하여 원심성, 등척성 및 구심성 수축의 순으로 근력이 높은 것을 보고하였다.

동축성 원심성 활동시 큰 힘을 나타내는 기전이 명백하진 않지만 Perrin 등(1993)은 원심성 수축시 연결교(cross-bridge)가 분리되는 기전이 구심성의 것과는 다르기 때문이라고 보고 하였는데 원심성 활동시는 연결교 부착시 에너지가 필요치 않으며 부착된 연결교들이 좀더 큰 힘을 내기 때문이라고 하였다.

Reid 와 Costigan(1987) 및 Shirado 등(1992, 1995)에 의하면 하나의 물체를 들어올리는 일상생활 동작에서 체간 신전근은 구심성으로 수축 하고 체간 굴곡근은 원심성으로 수축하며, 내려 놓을 때에는 반대의 작용을 하므로 체간의 근력 정도를 평가하는 데는 구심성 요소뿐만 아니라 원심성 요소도 중요하다고 보고하였다.

원심성 수축의 특성은 장력 발생 단위에 대해 가장 낮은 에너지 효율과 가장 높은 최대 근 장력을 보이며(Davis, 1992), 힘-속도 관계에 대한 실험에 보여주듯 같은 속도에서 근 장력은 항상 원심성 수축이 더 크고(Ellenbecker, 1988), 이런 차이는 수축 속도가 증가함에 따라 더 커지는 것은 본 연구의 결과와 일치하였다. 또한, 많은 연구에서 속도가 증가하면 구심성 우력이 감소하는 것을 보고하는 반면, 원심성 동축하에서는 우력-속도 관계가 다른 결과를 보인다(Shirado 등, 1992).

원심성 수축 동안 근은 수축할수록 길어지며 비수축성 조직이 신장하므로 증가된 근내 장력과 힘은 원심성 일을 하는 동안 비수축성과 수축성 조직이 함께 일을 하여 얻어진 것이며, 원심성 수축과 함께 근육통 증가를 보이는 것은 최대의 힘으로 원심성 일을 하는 동안 결합조직에 주어지는 부하가 상당히 높다는 간접적인 증거가 될

수 있다(Davis, 1992).

Tesch 등(1990)은 원심성 운동을 반복할수록 조직이 받는 외상이 적어진다고 하였는데 본 연구의 결과 원심성 등속운동 평가시 충분한 설명과 적절한 연습이 요구되어진다.

정상치의 표준화는 손상 부위의 근력 감소를 객관적으로 평가하고 재활프로그램을 세우는데 필수적이며, 불균형적 근력약화시 앞으로 손상을 예방하기 위해 근력 강화 훈련을 시키는데도 중요한 기준이 되는데 본 연구는 시상면 상에서 일어나는 운동만을 고려하였으므로 White와 Panjabi(1990)가 이전에 밝혔듯이 척추의 움직임은 회전과 전이로 구분하며 자유도 6을 보이는데 앞으로 회전과 측방굴곡시 염력도 연구되어야 할 것이며 체간근의 평가와 강화 훈련을 적용할 때는 원심성 수축의 안전성을 고려해야 한다고 사료된다.

V. 결 론

본 연구는 정상인 남녀 각각 17명을 대상으로 Cybex NORM 등속성 근력계를 이용하여 체간 굴곡근과 신전근에 대한 구심성 등속운동과 원심성 등속운동을 실시하여, 체간 굴곡근과 신전의 구심성 및 원심성 수축력을 비교할 때 남녀 체중의 차이로 인한 영향을 배제하기 위해 최대우력체중비로 분석하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 체간 굴곡근과 신전근은 구심성 수축시보다 원심성 수축시 더 큰 최대우력체중비와 값을 보인다($p < 0.01$).

2. 체간 굴곡근과 신전근의 구심성 수축시 속도 증가에 따라 최대우력체중비는 남녀 모두 유의있게 감소하였다($p < 0.01$).

3. 체간 굴곡근과 신전근의 원심성 수축시 남녀 모두 유의한 변화는 없었다($p > 0.05$).

4. 체간 굴곡근과 신전근의 구심성 및 원심성 수축시 최대우력체중비는 남자가 여자보다 더 컸다($p < 0.01$).

참 고 문 헌

김상규, 이성재, 정선근(1997). 편심성 등속운동과 동심성 등속운동의 특성에 관한 비교연구. 대한재활의학회지, 21(3), 579-588.
김유창, 서정환, 김연희(1996). 정상 성인의 요추부 등속성 평가 및 관련 요인 분석. 대한재활의학회지, 20(4), 929-938.

김진호, 김상범(1987). 한국 정상 성인의 슬관절 신근 및 굴근에 대한 등속성 운동평가. 대한재활의학회지, 11, 173-181.

이상현, 김세주(1994). 만성 요통환자의 요추부 굴근 및 신근의 등속성 운동 평가. 대한재활의학회지, 18, 248-255.

Alston W, Carlson KE, Feldman DJ, Grimm Z, Geron-tinos E(1966). A quantitative study of muscle factors in the chronic back syndrom. J AM Geriatr Soc, 14, 1041-1047.

Barnes WS(1980). The relationship of motor unit action to isokinetic muscular contraction at different contractile velocities. Phys Ther, 60, 1152-1157.

Barrata R, Solomonow M, Zhou B(1992). The role of antagonistic musculature in maintaining knee stability. Am J Sports Med, 16, 113-122

Beimborn DS, Morrissey MC(1988). A review of the literature related to trunk muscle performance. Spine, 13, 655-660.

Biering-Sorensen F(1984). Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one year period. Spine, 9, 106-119.

Brunmstrom S(1972). Clinical Physiology. Third edition. Philadelphia, FA Davis Company. 329-338.

Davies GJ, Gould JA(1982). Trunk testing using a prototype Cybex II isokinetic dynamometer stabilization system. J Orthop Sports Phys Ther, 3 164-170.

Davis GJ, Ellenbecker TS(1992). Eccentric isokinetics. Orthop Phys Ther Clin N Am, 1(2), 1059-11516.

Dean E(1988). Physiology and therapeutic implications of negative work. Phys Ther, 11, 70-74.

Ellenbecker TS, Davis GJ, Robinsk MJ(1988). Concentric versus eccentric isokinetic strengthening of the rotator cuff. Am J Sports Med, 16(1), 64-69.

Estlander A, Vaharanta H, Giovanni B, Kaivanto K (1994). Anthropometric Variables, Self-efficacy Beliefs, and Pain and Disability Ratings on the Isokinetic Performance of Low Back Pain Patients. Spine, 19, 941-947.

Gilliam TB, Sady S, Freedson P, Villance J(1979). Isokinetic torque levels of high school football players. Arch Phys Med Rehabil, 60, 110-114.

Grabiner MD, Jeziorowski JJ, Divekar AD (1990). Isokinetic measurements of trunk extension and flexion performance collected with the Biodex clinical data

- station. *J Orthop Sports Phys Ther*, 11, 590-589.
- Graves JE, Pollock ML, Foster D, Leggett SH, Carpenter DM, Vuoso R, et al(1990). Effect of training frequency and specificity on isometric lumbar extension strength. *Spine*, 15, 504-509.
- Hettinger T(1961). *Physiology of strength*. ed 3. Springfield, Charles C Thomas.
- Hislop HJ, Perrine JJ(1967). The isokinetic concept of exercise. *Phys Ther*, 47, 114-117.
- Jerome JA, Hunter K, Goprdon P, Mckay N(1991). A New robust index for measuring isokinetic trunk flexion and extension : outcome from a regional study. *Spine*, 16, 804-808.
- Joel A. DeLisa(1988). *Rehabilitation Medicine*, J.B.Lippincott company, Philadelphia, 346, 360-361.
- Kellis E, Baltzopoulos V(1995). Isokinetic eccentric exercise. *Sports Med*, 19(3), 202-222.
- Knapic JJ, Ranos Mu(1980). Isokinetic and isometric torque relationship in human body. *Arch Phys Med Rehab*, 61, 64-67.
- Knapik JJ, Wright JE, Mawdsley RH, Braun J(1983). Isometric, isotonic, and isokinetic torque variations in four muscle group through a range of joint motion. *Phys Ther*, 63, 938-947.
- Komi PV, Buskirk ER(1972). Effect of eccentric and concentric muscle conditioning on tension and electrical activity of human muscle. *Ergonomics*, 15, 417-434.
- Mayer TG, Smith SS, Keeley J, Mooney V(1985). Quantification of lumbar function. Part 2 : Sagittal plane trunk strength in chronic low-back pain patients. *Spine*, 10, 765-772.
- Medsen OR(1996). Trunk Extensor and Flexor Strength Measured by the Cybex 6000 Dynamometer : Assessment of Sort-Term and Long-Term Reproducibility of Several Strength Variables. *Spine*, 23, 2770-2776.
- Minkoff J(1982). Evaluating parameters of a professional hokey team. *Am J Sport Med*, 10, 285-292.
- Moffroid M, Whipple R, Hofkosh J, Lowman E, Thistle H(1969). A study of isokinetic exercise. *Phys Ther*, 49, 735-746.
- Murray MP, Gardner GM, Mollinger LA, Sepic SB (1980). Strength of isometric and isokinetic contractions : knee muscles of men aged 20 to 86. *Phys Ther*, 60, 412-419.
- Newton M, Waddell G(1993). Trunk strength testing with Iso-machines. Part 1 : Review of a decade of scientific evidence (review). *Spine*, 18, 801-811.
- Newton M, Somerville D, Henderson I, Waddell G (1993). Trunk strength testing with Iso-machines. Part 2 : Experimental evaluation of the Cybex II back testing system in normal subjects and patients with chronic low back pain. *Spine*, 18, 812-824.
- Perrin DH(1993). *Isokinetic exercise and assessment*. Champaign. IL. Human Kinetics.
- Pekka Rantanen, Olavi Airaksinen, Euro Penttinen(1994). Paradoxical variation of strength determinants with different rotation axes in trunk flexion and extension strength tests. *Eur J Appl Physiol*, 68, 322-326.
- Pollock ML, Leggett SH, Graves JE, Jones A, Fulton M, Cirulli J(1989). Effect of resistance training on lumbar extension strength. *Am J Sport Med*, 17, 624-629.
- Pope MH, Bevince T, Wider DC, Frymoyer JW(1985). The relationship between anthropometric, postural, muscular and mobility characteristics of males ages 18-55. *Spine*, 10, 644-648.
- Reid JG, Costigan PA(1987). Trunk muscle balance and muscular force. *Spine*, 12,783-786.
- Sapega AA(1990). Current concepts review. Muscle performance evaluation in orthopedic practice. *J Bone Joint Surg*, 72-A, 1562-74.
- Shirado O, Kaneda K, Ito T(1992). Trunk-muscle strength during concentric and eccentric contraction : a comparison between healthy subject and patients with chronic low-back pain. *J Spinal Disord*, 5, 175-182.
- Shirado O, Ito T, Kaneda K, Strax TE(1995). Concentric and eccentric strength of trunk muscles : Influence of test postures on strength and characteristics of patients with chronic low-back pain. *Arch Phys Med Rehab* 76, 604-611
- Smith GL, Amundsen LR, Dostal WF(1980). Muscle strength at the trunk. *J Orthop Sports Phys Ther*, 1, 165-170.
- Smith GL, Blanpied PR, White RW(1989). Exploration of mechanical and electromyographic responses of trunk muscles to high intensity resistive exercise. *Spine*, 14, 815-830.
- Smith SS, Mayer TG, Gatchel RJ, Theodore J, Becker

- (1985). Quantification of lumbar function. Part 1 : Isometric and multispeed isokinetic trunk strength measures in sagittal and axial planes in normal subjects. *Spine*, 10, 757-764.
- Smith GL, Blanpied PR, Anderson MA, White RW (1987). Comparison of clinical and objective methods of assessing trunk muscle strength : An experimental approach. *Spine*, 12, 1020-1024.
- Stafford MG, Grana WA(1984). Hamstring / quadriceps ratio in college football players : A high velocity evaluation. *Am J Sport Med*, 12, 209-211.
- Tesch PA, Dudley GA, Duvoisin MR, Hather BM, Harris RT(1990). Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric and eccentric muscle action. *Acta Physiol Scand*, 138, 263-271.
- Thistle HG, Hislop JH., Maffrodi M(1975). Isokinetic contraction : a new concepts of resistive exercise. *Arch Phys Med Rehabil*, 48, 279-282.
- Thorstensson A, Grimby G, Karlison J(1976). Force-Velocity relation and fiber composition in human knee extensor muscles. *J Appl Physiol*, 40, 12-16.
- Thorstensson A, Nilsson J(1985). Trunk muscle strength during constant velocity movements. *Scand J Rehabil Med*, 24, 61-68.
- Tom G, Mayer, Susan S, Smith, George Kondraske, Robert J, Gatchel, Timothy W, Carmichael, and Vert Nooney(1985). Quantification of Lumbar Function. part3 : Preliminary Data on Isokinetic Torso Rotation Testing with Myoelectric Spectral Analysis in Normal and Low-Back Pain Subject. *Spine*, 10, 912-920.
- Watson AWS, O'Donovan DJ(1977). Factors relating to the strength of male adolescents. *J Appl Physiol*, 43, 834-838.
- Wessel J, Ford D, Driesum D(1992). Measurement of torque of trunk flexors at different velocities. *Scand J Rehab Med*, 24, 175-180.
- White AA, Panjabi MM(1990). Clinical biomechanics of the spine. 2nd ed.. Philadelphia : Lippincott, 379-474.
- Williams M, StatzmanL(1959). Strength variation through the range of joint motion. *Phys Ther*, 39, 145-152.
- Wilmore JH(1974). Alteration in strength, body composition and anthropometric measurement consequent to a 10-week weight training program. *Med Sci Sports Exerc*, 6, 133-138.
- Zeevi Dvir(1997). Differentiation of submaximal from maximal trunk extension effort. *Spine*, 22, 2672-2676.